

Применение метода конечных элементов в процессе математического моделирования в урологии

Попков В.М.¹, Потапов Д.Ю.^{1,2}, Понукалин А.Н.^{1,2}, Блюмберг Б.И.¹

Application of the method of finite elements in the process of mathematical modeling in urology

Popkov V.M., Potapov D.Yu., Ponukalin A.N., Blumberg B.I.

¹ Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского, г. Саратов

² НИИ фундаментальной и клинической уронефрологии, г. Саратов

© Попков В.М., Потапов Д.Ю., Понукалин А.Н., Блюмберг Б.И.

В статье представлены данные о возможностях применения метода конечных элементов (МКЭ) в математическом моделировании различных заболеваний органов мочепополовой системы, их диагностики и лечения. Особое внимание уделено перспективам применения МКЭ для моделирования методов оперативного лечения заболеваний почек и мочевыводящих путей.

Ключевые слова: метод конечных элементов, математическое моделирование, урология.

The article presents data on possibility of the application of the method of finite elements (FEM) in the mathematical modeling of various diseases of the organs of the urogenital system, their diagnostics and treatment. Special attention was paid to the prospects of application of FEM for modelling methods of surgical treatment of diseases of the kidneys and urinary tract.

Key words: method of finite elements, mathematical modeling, urology.

УДК 616.65-002.5-02.616-008.330.76

Математическое моделирование — это процесс построения и изучения математических моделей. Под математическим моделированием понимают процесс установления соответствия данному реальному объекту некоторого математического объекта, называемого математической моделью, и исследование этой модели, позволяющее получить характеристики рассматриваемого реального объекта. Математическая модель — это совокупность математических соотношений, уравнений, неравенств, описывающих основные закономерности, присущие изучаемому объекту, процессу или системе. Вид математической модели зависит как от природы реального объекта, так и от задач исследования объекта и требуемой достоверности и точности решения этой задачи [1, 2]. В связи с развитием компьютерной техники сфера применения математического моделирования в практической медицине значительно расширилась.

Одним из методов математического моделирования является метод конечных элементов (МКЭ). Суть его

видна из названия и состоит в следующем. Область моделирования разбивается на некоторое количество подобластей, каждую из которых можно описать простым дифференциальным уравнением. В дальнейшем с помощью компьютерной программы выполняется решение системы полученных простых уравнений и выдается суммированный конечный вариант. Основным преимуществом метода конечных уравнений является возможность его применения для моделирования обладающих сложной геометрией и большой индивидуальной изменчивостью объектов, характерными представителями которых являются внутренние органы человека. Поэтому МКЭ широко применяется для математического моделирования внутренних органов человека и физиологических процессов, протекающих в них.

МКЭ также широко применяется для математического моделирования патологических процессов в почках и методов их хирургической коррекции. В настоящее время целесообразно выделить следующие

направления применения МКЭ в хирургии почек: моделирование зоны коагуляционного некроза при применении микроволновой и криохирургии [4, 14, 16, 17, 29, 30]; моделирование процессов повреждения почек при их травме [31, 32, 38]; изучение влияния дистанционной литотрипсии на паренхиму почки [17, 35, 39]; прогнозирование прогрессии опухолевой ткани в почке [13]; усовершенствование лучевых методов диагностики заболеваний почек [12]. Остановимся подробнее на каждом из указанных направлений.

В настоящее время в клинической практике шире применяется микроволновая гипертермия в лечении малых (до 3 см) опухолей почки. Однако вопрос термического повреждения тканей органа и возможности его прогнозирования остаются до конца не изученными. В работе Х. Не и соавт. изучалась возможность применения МКЭ в прогнозировании теплового повреждения тканей почки при микроволновой терапии опухолей почки с учетом перфузии органа кровью. На первом этапе исследования были получены экспериментальные данные, касающиеся зоны распространения клеточных и сосудистых повреждений в паренхиме почки при применении микроволнового излучения мощностью 50 Вт в течение 10 мин. Полученные данные использованы для построения модели процесса воздействия микроволнового излучения на ткани с помощью программы ANSYS 7.0 с учетом перфузии почек кровью. Предсказания модели, касаемые изменения зоны деструкции, были проверены экспериментально на свиней почки. Результаты проверки подтвердили правильность предсказаний математической модели [17].

С помощью МКЭ была также создана программа, способная прогнозировать зону некроза при радиочастотной абляции опухолей почки, расположенных в дорсолатеральных отделах органа. Авторы выявили достаточно хорошую корреляцию теоретических и экспериментальных данных. Однако в своей работе они не учитывали кровоток в месте абляции, что влияет на зону коагуляционного некроза [29]. В работе М. Ahmed и соавт. речь идет о компьютерном моделировании комбинированного эффекта перфузии, теплопроводности и электропроводности тканей почки во время радиочастотной абляции (РЧА). Для построения 3D-модели паренхимы почки использованы 88 матриц и 144 точки данных, полученных экспериментально. Далее производилось моделирование нагрева ткани до 50 °С в различных вариантах содержания в ткани жи-

ра, жидкости и различных режимах перфузии ткани кровью. Выявлено, что при размерах опухоли менее 2 и более 5 см на результат РЧА решающее влияние оказывает перфузия ткани почки кровью и прогнозировать исход вмешательства очень трудно. В результате авторы делают вывод о целесообразности и лучших результатах применения РЧА при опухолях диаметром 3—4 см [4]. В работе D. Haemmerich проанализирована возможность прогнозирования зоны термического повреждения ткани почки при использовании радиочастотной абляции. Сравнивались результаты, выданные моделью с применением метода конечных элементов и экспериментальных данных. По результатам моделирования зона некроза составила 33 мм, а по данным экспериментов эта зона составила (29 ± 3) мм [14]. Аналогичные модели применялись для изучения поведения тканей почки в условиях криоабляции. F. Schmidlin и соавт. изучали изменение температуры в области замораживания, выяснено, что с помощью МКЭ имеется возможность точно рассчитать зону повреждения ткани при криоабляции [30]. Подобного оптимизма не разделяют Х. Не и соавт. Ими также произведен анализ термического повреждения тканей почки при криоабляции. Изучались механические свойства тканей почки, экспериментальные данные, также была построена модель процесса с помощью программы ANSYS 8.1. Выявлены значительные различия в показателях упругости нормальных и замороженных тканей почки, что может являться причиной возникновения микротрещин в зоне воздействия вследствие увеличения объема ткани почки при переходе из жидкого состояния в лед и обратного перехода в процессе оттаивания ткани после завершения процедуры криоабляции. Выяснен нелинейный характер процесса, что сильно затрудняет вычисления, уменьшает точность процесса и требует в будущем дополнительных экспериментальных исследований [16].

В литературе имеется несколько работ о применении МКЭ в прогнозировании результатов дистанционной литотрипсии. Так, L. Tham и соавт. применили МКЭ для оценки эффективности модифицированной литотрипсии. Камни моделировались в качестве сферического, гомогенного изотропного и равномерно упругого тела. Выявлена целесообразность воздействия парой импульсов с интервалом между ними 20 мкс над единственным более сильным импульсом [35]. Математический анализ влияния ударно-

волновой литотрипсии на ткани почки произведен K. Weinberg и M. Ortiz. С помощью метода конечных элементов рассчитаны области повреждения тканей, которые совпали с экспериментальными данными, полученными ранее у животных [39]. В работе E. Afshari и соавт. представлена система, созданная с применением МКЭ, способная на основании данных инструментальной пальпации при лапароскопии предсказать место расположения конкремента в почке и место разреза тканей для его удаления [3].

Метод конечных элементов применяется также для моделирования травмы почки. В работе K. Schmitt и J. Sbecker произведен эксперимент на 65 свиных почках с нанесением закрытой травмы раскачивающимся маятником. При последующем анатомическом препарировании все полученные повреждения были классифицированы согласно рекомендациям Европейского общества урологов. Также была построена конечно-элементная модель процесса, которая показала похожие с экспериментом результаты [31]. Для выяснения и предсказания механизмов и тяжести закрытого повреждения почек создана математическая конечно-элементная модель брюшной полости и забрюшинного пространства. Полученная модель позволяет досконально изучить последствия закрытой травмы живота и поясницы в зависимости от места удара, его силы, положения тела в момент травмы и функционального состояния внутренних органов [32]. Аналогичная работа произведена K. Weinberg и M. Ortiz. Авторы на основе математической модели исследовали процесс распространения повреждений в почке под влиянием энергии закрытой травмы [38].

Математическое моделирование с применением МКЭ используется также при обработке данных лучевых методов диагностики заболеваний почек. A. El-Baz и соавт. создана компьютерная программа обработки изображений для диагностики дисфункции трансплантированной почки. Алгоритм обработки изображений создан на основе математической модели, использующей метод конечных элементов, затем проверен данными МРТ. Авторы рекомендуют применять данную программу при анализе изображений почки, полученных при УЗИ и компьютерной томографии, для диагностики функционального состояния пересаженной почки [12]. B. Fei и соавт. производили фотодинамическую диагностику опухоли почки у мышей с помощью комбинации позитронно-

эмиссионной томографии и МРТ. Для регистрации опухоли была создана прогностическая система, основанная на различиях в упругих свойствах нормальной и опухолевой ткани и применении МКЭ [13].

МКЭ применяется также при моделировании линейных процессов, например для моделирования перистальтики мочеточника и уродинамики по нему. Так, B. Vahidi и N. Fatouraei создана модель мочеточника и выяснено, что рефлюкс мочи в лоханку возможен только в начале перистальтической волны [36].

Уродинамике посвящена работа J. Krywonos и соавт. В ней авторами на основе МКЭ и данных магнитно-резонансной томографии была построена модель наполнения мочевого пузыря (МП). Правильность модели подтверждена в последующем экспериментальными наблюдениями [24]. Механические свойства нормальной стенки МП изучены G. Marino и соавт. Выявлено что наибольшей прочностью обладает область треугольника Льюто, наименьшей — дно и боковые стенки мочевого пузыря. В последующем на основании полученных данных была построена математическая модель МП. В дальнейшем моделировались процессы наполнения и опорожнения пузыря с учетом или без учета фасций и связок малого таза. При отсутствии учета влияния связочного аппарата результаты моделирования не соответствовали фактическим данным.

Цель данного эксперимента — показать роль связок и фасций таза в процессе функционирования МП и необходимость их учета при моделировании процессов уродинамики в мочевом пузыре [27].

Следующим направлением использования МКЭ является моделирование процессов распространения электрических потенциалов в стенке МП. Известно, что различные ткани ввиду своего гистологического строения обладают различной тепло- и электропроводностью. На основании этих данных A. Keshtkar были созданы модели стенки МП с нормальным уротелием и с малигнизированным. Выявлено, что в нормальной стенке основная часть импульсов идет по *lamina propria* слизистой, а при малигнизации примерно половина потока идет непосредственно по уротелию. В заключение авторы делают выводы о возможности применения полученных результатов для ранней диагностики поверхностного рака МП [22]. Влияние на электрические свойства стенки МП отека и воспаления, а также возможность ранней диагностики по-

верхностного рака МП выяснено в работе D. Walker и соавт. Модель стенки МП выполнена с помощью МКЭ. Причиной изменения свойств тканей при отеке и воспалении авторы считают увеличение в *lamina propria* слизистой оболочки содержания лимфоцитов и других клеточных элементов [37].

Еще одним аспектом применения МКЭ при заболеваниях МП является расчет дозы облучения при лучевой терапии рака мочевого пузыря. По сведениям L. Xiong и соавт., при применении МКЭ для моделирования формы МП во время брахитерапии рака точность картирования поверхности составила 4 мм, тогда как при применении компьютерной томографии для тех же целей точность составила 5 мм. Таким образом, метод математического моделирования оказался более точным и надежным при определении дозы облучения в ткани, чем компьютерная томография [41].

Необходимо отметить, что еще одной областью применения МКЭ является моделирование проведения электрических импульсов по нервам при стимуляции сокращений МП. S. Jacquir и соавт. выявили с помощью моделирования, что распределение электрического потенциала внутри нерва зависит от геометрии электрода и силы тока [20].

Основными направлениями использования математического моделирования с применением МКЭ при патологии простаты являются: визуализация патологических процессов в предстательной железе; моделирование процессов в ткани железы при гипертермии и криотерапии; а также лучевой и фотодинамической терапии.

Важной проблемой в мини-инвазивном трансректальном лечении заболеваний предстательной железы является смещение тканей железы во время манипуляции и связанное с этим уменьшение эффективности вмешательства. A. Bharatha и соавт. на основе предоперационного МРТ и математического моделирования с помощью МКЭ смогли предсказать степень деформации тканей простаты при введении трансректального датчика, что в дальнейшем позволит повысить эффективность таких процедур, как криотерапия, брахитерапия и HIFU-абляция [6]. МКЭ для оценки деформации мягких тканей при введении трансректального датчика также применен R. Alterovitz и соавт. Авторы отмечают доступность и высокую эффективность метода [5].

Основными проблемами, ограничивающими применение МКЭ в практической медицине, являются анатомические особенности отдельно взятого больного, которые значительно увеличивают трудоемкость метода, и трудности при разбиении пространства на конечные элементы. J. Crouch и соавт. предлагают набор алгоритмов, которые позволяют автоматизировать конечно-элементный анализ деформируемых изображений простаты по данным МРТ [10]. P. Courtis и A. Samani разработана система на основе МКЭ, которая при ТРУЗИ в режиме on-line оценивает жесткость тканей простаты и определяет локализацию патологических опухолевых очагов в ней. Действенность модели проверена в эксперименте на муляже простаты из желатина с цилиндрическими включениями, имитирующими опухоль [9]. K. Brock и соавт. оценивалась точность и чувствительность метода конечных элементов при прогнозировании патологии предстательной железы. Выяснилось, что метод достаточно чувствительный: расхождения с экспериментом были незначительны и составили 2—2,5 мм [7]. По данным же Y. Hu и соавт., ошибка в регистрации при применении МКЭ составила в среднем 1,9 мм [19]. Y. Hu и соавт. в другой своей работе осветили пути упрощения в клинической практике моделирования с применением МКЭ. В качестве одного из вариантов предлагается упростить геометрию органа, что потребует меньшего времени на формирование сетки конечных элементов, а соответственно, и времени на обработку данных и выдачу результата. Точность метода при этом практически не страдает [18].

Похожие проблемы возникают и при лучевой терапии рака предстательной железы. МКЭ применен для оценки дозы радиации непосредственно в опухоли при лучевой терапии рака предстательной железы. D. Yan и соавт. показывают работоспособность своей модели и возможность применения ее в клинической практике [42]. При выполнении брахитерапии опухоли предстательной железы необходимо учитывать деформационные свойства игл, ранее сделать это в режиме реального времени было практически невозможно, поэтому дозу облучения непосредственно в малигнизированной ткани точно рассчитать было также сложно. Создание модели процесса у каждого отдельно взятого пациента помогло E. Dehghan и соавт. решить вышеописанные задачи [11].

Метод конечных элементов применяется также для мониторинга лечения и при таких методиках, как HIFU-абляция. G. Sreenivasa и соавт. при помощи математической модели простаты, сделанной до вмешательства, прогнозировали течение процесса термоабляции у 30 пациентов. Осложнений вмешательства не было. Авторы делают вывод о целесообразности применения методики в дальнейшей клинической практике [34]. В работе J. Wren исследовалось распространение температуры от микроволнового датчика во время трансуретральной микроволновой термотерапии простаты. Были созданы две конечно-элементных модели: одна с учетом перфузии крови, вторая без этого. Данные моделирования проверены экспериментально. Выяснилось, что перфузия крови сильно влияет на температуру тканей около датчика и на расстоянии 2—3 мм от него температура уже недостаточна для лечебного воздействия [40]. Известны также работы, посвященные математическому моделированию распределения температур и повреждения тканей при лазерной абляции предстательной железы. В частности, моделированию подвергался процесс абляции с помощью диодного лазера с длиной волны 980 нм. Абляция выполнялась у крыс при локализованном раке простаты. Средний объем некроза через 48 ч после вмешательства по данным моделирования и гистологического исследования оказался практически идентичным. M. Marqa и соавт. докладывают о многообещающих результатах моделирования, что позволит в будущем расширить применение методики лазерной абляции в клинике [28]. J. Hahn и соавт. с помощью конечно-элементного моделирования создан специальный тренажер для обучения методике криохирургии локализованного рака предстательной железы. Он прост в применении и недорог [15].

Нельзя не упомянуть о применении моделирования в дистанционной медицине. Известно, что пальпаторная картина при ректальном пальцевом исследовании может иметь решающее значение в постановке диагноза. Однако при использовании телемедицины эти данные становятся не доступны специалисту. J. Kim и соавт. с помощью МКЭ разработана диагностическая роботизированная система, способная по жесткости ткани предстательной железы по данным ректального исследования специальным датчиком предоставить консультанту информацию, аналогичную таковой при ректальном пальцевом исследова-

нии. Метод может применяться при скрининге рака простаты [23]. Одним из методов терапии рака простаты является фотодинамическая терапия. Основная ее проблема — повреждение соседних органов и тканей, что может привести к тяжелым осложнениям. Применение МКЭ позволяет точно рассчитать место и дозу облучения в режиме реального времени, что значительно уменьшает вероятность осложнений и повышает эффективность лечения [21]. Проблема плотности светового потока и его фокусировки во время фотодинамической терапии заболеваний предстательной железы рассматривается в работе J. Li и T. Zhu. Созданная авторами с применением МКЭ математическая модель показала высокую эффективность в прогнозировании плотности светового потока и ее уменьшения в тканях простаты при экспериментальном раке. Авторы рекомендуют применение в режиме реального времени своей системы для лечения онкологических заболеваний предстательной железы [25].

В литературе имеются единичные публикации, посвященные моделированию анастомозов, как межкишечных, так и анастомозов кишечника с мочеточником [8, 26, 33]. Так, J. Liu и соавт. на основании моделирования и экспериментальных данных выявили диапазон нагрузок на анастомоз при его сшивании. Оказалось, что при прикладывании к нити усилия менее 0,05 Н всегда возникает несостоятельность анастомоза, а при прикладывании усилия более 0,5 Н возникает зона некроза. Авторы предлагают использовать эти данные при проведении робот-ассистированных вмешательств [26]. Между тем все авторы отмечают необходимость изучения этих вопросов в свете быстрого развития роботассистированной медицины.

Таким образом, целесообразно выделить следующие направления применения МКЭ в экспериментальной и клинической урологии: моделирование процессов термо- и криохирургии в органах мочеполового тракта; моделирование уродинамики различных отделов мочевых путей; моделирование закрытой травмы органов брюшинного пространства и прогнозирование характера и тяжести повреждений при ней; прогнозирование процессов опухолевого роста в органах мочеполовой системы; обучающие системы и системы дистанционной медицины, а также совершенствование визуализации лучевых методов диагностики урологических заболеваний. Между тем пер-

спективным представляется применение математического моделирования в оперативной урологии, в частности не разработаны модели зоны операций при резекции почки, пластике лоханочно-мочеточникового сегмента, при операциях, направленных на создание искусственного мочевого пузыря и др. Следует отметить, что публикации на эту тему, особенно в отечественной литературе, практически отсутствуют.

Литература

1. Севостьянов А.Г., Севостьянов П.А. Моделирование технологических процессов: учебник. М.: Легкая и пищевая промышленность, 1984. 344 с.
2. Советов Б.Я., Яковлев С.А. Моделирование систем: учеб. для вузов. 3-е изд., перераб. и доп. М.: Высш. шк., 2001. 343 с.
3. Afshari E., Najarian S., Simforoosh N. Application of artificial tactile sensing approach in kidney-stone-removal laparoscopy // *Biomed. Mater. Eng.* 2010. V. 20, № 5. P. 261—267.
4. Ahmed M., Liu Z., Humphries S. et al. Computer modeling of the combined effects of perfusion, electrical conductivity, and thermal conductivity on tissue heating patterns in radiofrequency tumor ablation // *Int. J. Hyperthermia.* 2008. V. 24, № 7. P. 577—588.
5. Alterovitz R., Goldberg K., Pouliot J. et al. Registration of MR prostate images with biomechanical modeling and nonlinear parameter estimation // *Med. Phys.* 2006. V. 33, № 2. P. 446—454.
6. Bharatha A., Hirose M., Hata N. et al. Evaluation of three-dimensional finite element-based deformable registration of pre- and intraoperative prostate imaging // *Med. Phys.* 2001. V. 28, № 12. P. 2551—2560.
7. Brock K., Nichol A., Ménard C. et al. Accuracy and sensitivity of finite element model-based deformable registration of the prostate // *Med. Phys.* 2008. V. 35, № 9. P. 4019—4025.
8. Cogdon C., Knapp C., Park A. et al. Numerical analysis of an anastomotic device // *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 2002. V. 5, № 1. P. 53—65.
9. Curtis P., Samani A. Detecting mechanical abnormalities in prostate tissue using FE-based image registration // *Med. Image Comput. Comput. Assist. Interv.* 2007. № 10 (Pt. 2). P. 244—251.
10. Crouch J., Pizer S., Chaney E. et al. Automated finite-element analysis for deformable registration of prostate images // *IEEE Trans. Med. Imaging.* 2007. V. 26, № 10. P. 1379—1390.
11. Dehghan E., Goksel O., Salcudean S. A comparison of needle bending models // *Med. Image Comput. Comput. Assist. Interv.* 2006. № 9 (Pt. 1). P. 305—312.
12. El-Baz A., Fahmi R., Yuksel S. et al. A new CAD system for the evaluation of kidney diseases using DCE-MRI // *Med. Image Comput. Comput. Assist. Interv.* 2006. № 9 (Pt. 2). P. 446—453.
13. Fei B., Wang H., Muzic R. Jr. et al. Deformable and rigid registration of MRI and microPET images for photodynamic therapy of cancer in mice // *Med. Phys.* 2006. V. 33, № 3. P. 753—760.
14. Haemmerich D. Mathematical modeling of impedance controlled radiofrequency tumor ablation and ex-vivo validation // *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2010. P. 1605—1608.
15. Hahn J., Manyak M., Jin G. et al. Cryotherapy simulator for localized prostate cancer // *Stud. Health Technol. Inform.* 2002. № 85. P. 173—178.
16. He X., Bischof J. Analysis of thermal stress in cryosurgery of kidneys // *J. Biomech. Eng.* 2005. V. 127, № 4. P. 656—661.
17. He X., McGee S., Coad J. et al. Investigation of the thermal and tissue injury behaviour in microwave thermal therapy using a porcine kidney model // *Int. J. Hyperthermia.* 2004. V. 20, № 6. P. 567—593.
18. Hu Y., van den Boom R., Carter T. et al. A comparison of the accuracy of statistical models of prostate motion trained using data from biomechanical simulations // *Prog. Biophys. Mol. Biol.* 2010. V. 103, № 2—3. P. 262—272.
19. Hu Y., Morgan D., Ahmed H. et al. A statistical motion model based on biomechanical simulations for data fusion during image-guided prostate interventions // *Med. Image Comput. Comput. Assist. Interv.* 2008. № 11 (Pt. 1). P. 737—744.
20. Jacquier S., Fruitet J., Guiraud D. et al. Computation of the electrical potential inside the nerve induced by an electrical stimulus // *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2007. P. 1711—1714.
21. Johansson A., Axelsson J., Andersson-Engels S. et al. Realtime light dosimetry software tools for interstitial photodynamic therapy of the human prostate // *Med. Phys.* 2007. V. 34, № 11. P. 4309—4321.
22. Keshkar A. Modeled current distribution inside the normal and malignant human urothelium using finite element analysis // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2008. V. 55, № 2 (Pt. 1). P. 733—738.
23. Kim J., Ahn B., Kim Y. et al. Inclusion detection with haptic-palpatation system for medical telediagnosis // *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2009. P. 4595—4598.
24. Krywonos J., Fenwick J., Elkut F. et al. MRI image-based FE modelling of the pelvis system and bladder filling // *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 2010. V. 13, № 6. P. 669—676.
25. Li J., Zhu T. Determination of in vivo light fluence distribution in a heterogeneous prostate during photodynamic therapy // *Phys. Med. Biol.* 2008. V. 53, № 8. P. 2103—2114.
26. Liu J., Wang S., Hu S. et al. Mechanical analysis of end-to-end silk-sutured anastomosis for robot-assisted surgery // *Int. J. Med. Robot.* 2009. V. 5, № 4. P. 444—451.
27. Marino G., Bignardi C., Pacca M. et al. Mechanical characteristics of the human bladder wall and application of the results in a finite elements model to study the pelvic floor // *Minerva Urol. Nefrol.* 2006. V. 58, № 2. P. 213—219.
28. Marq M., Colin P., Nevoux P. et al. Focal laser ablation of prostate cancer: numerical simulation of temperature and damage distribution // *Biomed. Eng. Online.* 2011. № 2. P. 10—45.
29. Meyer M., Velte H., Lindenborn H. et al. Radiofrequency ablation of renal tumors improved by preoperative ex-vivo computer simulation model // *J. Endourol.* 2007. V. 21, № 8. P. 886—890.
30. Schmidlin F., Rupp C., Hoffmann N. et al. Measurement and

- prediction of thermal behavior and acute assessment of injury in a pig model of renal cryosurgery // *J. Endourol.* 2001. V. 15, № 2. P. 193—197.
31. *Schmitt K., Snedeker J.* Analysis of the biomechanical response of kidneys under blunt impact // *Traffic Inj. Prev.* 2006. V. 7, № 2. P. 171—181.
 32. *Snedeker J., Barnstuble B., Iaizzo P. et al.* A comprehensive renal injury concept based on a validated finite element model of the human abdomen // *J. Trauma.* 2007. V. 62, № 5. P. 1240—1249.
 33. *Song C., Frank T., Cuschieri A.* Shape memory alloy clip for compression colonic anastomosis // *J. Biomech. Eng.* 2005. V. 127, № 2. P. 351—354.
 34. *Sreenivasa G., Gellermann J., Rau B. et al.* Clinical use of the hyperthermia treatment planning system HyperPlan to predict effectiveness and toxicity // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2003. V. 55, № 2. P. 407—419.
 35. *Tham L., Lee H., Lu C.* Enhanced kidney stone fragmentation by short delay tandem conventional and modified lithotripter shock waves: a numerical analysis // *J. Urol.* 2007. V. 178, № 1. P. 314—319.
 36. *Vahidi B., Fatouraei N.* A numerical simulation of peristaltic motion in the ureter using fluid structure interactions // *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2007. P. 1168—1171.
 37. *Walker D., Smallwood R., Keshtar A. et al.* Modelling the electrical properties of bladder tissue—quantifying impedance changes due to inflammation and oedema // *Physiol. Meas.* 2005. V. 26, № 3. P. 251—268.
 38. *Weinberg K.* Shock wave induced damage in kidney tissue // *Computational Materials Science.* 2005. № 32. S. 588—593.
 39. *Weinberg K., Ortiz M.* Kidney damage in extracorporeal shock wave lithotripsy: a numerical approach for different shock profiles // *Biomech. Model Mechanobiol.* 2009. V. 8, № 4. P. 285—299.
 40. *Wren J.* Microwave thermotherapy of prostatic enlargement—analysis of radiometric thermometry using a hybrid bio-heat equation // *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 2004. V. 7, № 3. P. 177—185.
 41. *Xiong L., Viswanathan A., Stewart A. et al.* Deformable structure registration of bladder through surface mapping // *Med. Phys.* 2006. V. 33, № 6. P. 1848—1856.
 42. *Yan D., Jaffray D., Wong J.* A model to accumulate fractionated dose in a deforming organ // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1999. V. 44, № 3. P. 665—675.

Поступила в редакцию 15.12.2011 г.

Утверждена к печати 20.01.2012 г.

Сведения об авторах

В.М. Попков — канд. мед. наук, доцент, зав. кафедрой урологии СГМУ им. В.И. Разумовского (г. Саратов).

Д.Ю. Потапов — науч. сотрудник отдела реконструктивной урологии и трансплантации почки НИИ фундаментальной и клинической уронефрологии СГМУ им. В.И. Разумовского (г. Саратов).

А.Н. Понукалин — канд. мед. наук, доцент кафедры урологии, руководитель отдела реконструктивной урологии и трансплантации почки НИИ фундаментальной и клинической уронефрологии СГМУ им. В.И. Разумовского (г. Саратов).

Б.И. Блюмберг — канд. мед. наук, профессор кафедры урологии СГМУ им. В.И. Разумовского (г. Саратов).

Для корреспонденции

Потапов Дмитрий Юрьевич, тел. 8-927-104-8068; e-mail: potapovmed@rambler.ru